

## 明 細 書

### 超音波診断装置

#### 技術分野

本発明は、血管の状態を超音波によって診断する機能を有する超音波  
5 診断装置に関する。

#### 背景技術

超音波によって血管壁の境界を検出する方法が、特開 2 0 0 0 - 2 7  
1 1 1 7 号公報に開示されている。この方法によれば、標準的な血管構  
10 造を有していることを前提として、血管によって反射された超音波に基  
づく画像データにおける輝度信号の最大ピーク値と第 2 ピーク値とに基  
づいて、血管変位、血管径および血管壁の厚さ等を計測することができる。

また、超音波によって血管壁（頸動脈）の I M T（Intima-Media  
15 Thickness：内膜から中膜までの厚み）値を検出する方法が、特許第 2 8  
8 9 5 6 8 号公報に記載されている。この方法によれば、標準的な血管  
構造を有していることを前提として、血管によって反射された超音波に  
基づく画像データにおける輝度信号の最大ピーク値と第 2 ピーク値とに  
基づいて、血管壁（頸動脈）の I M T 値を計測する。

20 しかしながら前述した従来技術では、測定対象となる血管壁の構造を  
解析するために画像データの輝度信号を利用しているため、測定対象と  
なる血管壁の内膜輝度が低いと血管変位、血管径および血管壁の厚さ等  
を正しく計測することができないという問題がある。また、測定対象と  
なる血管壁の構造が正常状態にあることが前提条件になっているため、

測定対象となる血管内にアテロームのような局所的病変が存在していると、血管変位等を正しく計測することができないという問題がある。

同様に前述した従来技術では、血管壁の I M T 値を測定する対象となる血管壁の構造を解析するために画像データの輝度信号を利用しているため、測定対象となる血管壁の内膜輝度が低いと血管壁の I M T 値を正しく計測することができないという問題がある。

### 発明の開示

本発明の目的は、血管の状態を超音波によって正しく計測することができる超音波診断装置を提供することにある。

本発明に係る超音波診断装置は、被験体の皮膚の表面から血管に向かって少なくとも 1 つの超音波パルスを発信する発信手段と、前記血管によって反射された超音波エコーを受信し電気信号に変換して、前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記超音波エコー信号を得る受信手段と、前記血管を横切る方向の前記超音波エコー信号の位相を解析して、前記血管を構成する血管壁及びその近傍を含む複数部位の移動量を各々算出する移動検出手段と、算出した前記各部位の移動量の変化に基づいて、前記血管壁と前記血管の内腔の血液が流れる血液流領域との間の境界位置を検出する境界検出手段とを具備する。

この構成により、皮膚の表面からの深さ方向に沿った血管壁の移動量の変化に基づいて、血管壁と血液流領域との間の境界位置を検出する。このため、被験体に存在する内膜輝度値の変化に左右されず、また血管内にアテロームのような局所的病変が存在する場合であっても、境界位置を精度良く検出することができる。

上記の構成において、前記境界検出手段により前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記境界位置を検出する対象とする R O I (関心領

域：Region of Interest) の配置を設定するROI配置手段をさらに具備し、前記ROI配置手段は、前記ROIを、前記血管壁における前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置することが好ましい。

- 5     また、前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の超音波パルスを発信し、前記境界位置検出手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の前記境界位置を検出することが好ましい。この構成により、血管の長手方向に沿った厚みの分布を得ることができるからである。

- 10     また、前記境界位置検出手段によって検出された前記血管の長手方向に沿った前記境界位置を表すデータをフィルタ処理するフィルタ処理手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管壁の境界検出において混入するノイズの影響を最小限に抑えるためである。

- 15     また、前記境界位置検出手段によって検出された前記血管の長手方向に沿った前記境界位置に基づいて、前記血管の長手方向に沿った断面の画像を表示する表示手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管の長手方向に沿った断面を視覚を通じて認識することができるからである。

- 20     また、前記境界位置検出手段によって検出された前記境界位置を表すデータを、所定の測定サイクル以上前の境界位置を表すデータに基づいて平均処理する平均処理手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、境界位置を検出する測定の安定度合いを判定するためである。

- 25     また、前記所定のサイクルは、前記血管を流れる血流の心拍サイクルを含んでいることが好ましい。この構成により、直前サイクルの移動軌跡に許容誤差範囲を加味した領域範囲と、次の測定サイクルにおける移動軌跡とを、心拍サイクルに同期して比較するためである。

また、前記移動検出手段によって検出された前記血管壁の移動量を表すデータを、所定の測定サイクル以上前の前記移動量を表すデータに基づいて平均処理する平均処理手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管壁の移動量を検出する測定の安定度合いを判定する

5   ためである。

本発明に係る他の構成の超音波診断装置は、被験体の皮膚の表面から血管に向かって少なくとも1つの超音波パルスを発信する発信手段と、前記血管によって反射された超音波エコーを受信し電気信号に変換して、前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記超音波エコー信号を得る受信手段と、前記血管を横切る方向の前記超音波エコー信号の位相を解析して、前記血管を構成する血管壁及びその近傍の複数部位の移動量を各々算出する移動検出手段と、算出した前記各部位の移動量の変化に基づいて、前記血管の内膜と前記血管の内腔の血液が流れる血液流領域との間の境界位置、及び前記血管の中膜の位置を検出する境界検出手段と

10   を具備する。

15   

この構成により、被験体に存在する内膜輝度値の変化に左右されず、かつ血管内にアテロームのような局所的病変が存在する場合であっても、血管壁と血液流領域との間の境界位置及び中膜の位置を正しく検出することができる。

20   上記の構成において、前記境界検出手段による前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った、前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置及び前記中膜の位置を検出する対象とするROIの配置を設定するROI配置手段をさらに具備し、前記ROI配置手段は、前記ROIを、前記血管壁における前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い

25   側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置することが好ましい。この構成により、血管の内膜と血液流領域との間の境界位置と、中膜の位

置とを検出するためである。

また、前記境界位置及び前記中膜の位置に基づいて、前記内膜から中膜までの厚みを計測する算出手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管の内膜と血液流領域との間の境界位置と、中膜の位置とを検出するためである。

また、前記算出手段は、1心拍サイクルにおける前記境界位置の時間的変化及び前記中膜の位置の時間的変化に基づいて、前記内膜から中膜までの厚みを計測することが好ましい。この構成により、内膜から中膜までの厚みを正確に測定するためである。

10      また、前記算出手段は、1心拍サイクルにおける前記厚みの最大値、最小値および平均値の少なくとも1つを算出することが好ましい。この構成により、簡単な方法によって内膜から中膜までの厚みを測定するためである。

また、前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の前記超音波パルスをそれぞれ発信し、前記算出手段は、前記複数の部位における前記厚みをそれぞれ計測することが好ましい。この構成により、血管の長手方向に沿った厚みの分布を得ることができるからである。

また、前記複数の部位において計測された前記厚みのうち最大の前記厚みが計測された部位を表示する表示手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血管の長手方向に沿った厚みの分布を、視覚を通じて容易に認識することができるからである。

また、前記複数の部位における前記中膜の前記皮膚の表面からの深さの差に基づいて、前記算出手段によって算出された前記厚みの測定方向が前記血管壁に直交する方向となす角度に対応する前記厚みの値の角度補正を行う角度補正手段をさらに具備することが好ましい。この構成に

より、皮膚の表面に対して傾いた方向に伸びる血管の厚みを正確に測定することができるからである。

また、前記算出手段によって算出された前記厚みを、所定のサイクル以上前の厚みと比較して、前記算出手段によって算出された前記厚みの安定度合いを判定する安定度合い判定手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、判定された安定度合いを測定者に通知することによって、測定時間を短縮することができるからである。

また、前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の前記超音波パルスをそれぞれ発信し、前記算出手段は、前記複数の部位において前記厚みをそれぞれ計測し、前記複数の部位において計測された前記厚みを互いに比較して、前記算出手段によって算出された前記厚みの安定度合いを判定する安定度合い判定手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、判定された安定度合いを測定者に通知することによって、測定時間を短縮することができるからである。

また、前記算出手段によって算出された前記厚みの値をモニタ表示する手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、算出された厚みの値を、視覚を通じて認識することができるからである。

また、前記境界検出手段によって検出された前記境界位置及び前記中膜の位置をモニタ表示する手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血液流領域との間の境界位置と前記中膜の位置を、視覚を通じて認識することができるからである。

### 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図 2 は、図 1 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

図 3 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図 4 は、図 3 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

図 5 は、図 3 の超音波診断装置の他の動作を説明するための模式図である。

図 6 A ～ 6 C は、本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための断面模式図である。

図 7 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

10 図 8 は、本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を説明するためのブロック図である。

図 9 は、図 8 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

図 10 は、図 8 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

15 図 11 は、本発明の第 6 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図 12 は、本発明の第 7 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図 13 は、図 12 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

図 14 は、本発明の第 8 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図 15 は、図 14 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

25 図 16 は、本発明の第 9 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図 1 7 は、図 1 6 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

### 発明を実施するための最良の形態

5 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

#### (第 1 の実施の形態)

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を模式的に示すブロック図である。但し、図 1 には、この超音波診断装置によって受信された B モード画像 2 0 も図示されている。発信部 1 は、超音波パルス  
10 音波パルスを生成して超音波プローブ 2 へ供給する。超音波プローブ 2 は、発信部 1 から供給された超音波パルスを、生体の皮膚の表面から生体内に向かって発信する。B モード画像 2 0 は、超音波パルスを、血管 2 1 に向かって発信したときの画像である。

この画像においては、血管 2 1 は、皮膚の表面に対して傾いた方向に伸びており、その内腔の血液が流れる血液流領域 2 2 を囲む前壁 2 3 a および後壁 2 3 b により示される。前壁 2 3 a は、超音波プローブ 2 に近い側の血管壁を示し、後壁 2 3 b は、超音波プローブ 2 から遠い側の血管壁を示す。この血管 2 1 は、後壁 2 3 b の内側に局所的病変であるアテローム 2 4 が形成されている場合の例である。

20 血管 2 1 によって反射された超音波エコーは、超音波プローブ 2 によって電気信号に変換され、得られた超音波エコー信号は受信部 3 および遅延合成部 4 を経由して、一方で移動検出部 5 へ供給される。移動検出部 5 は、受信された超音波エコー信号に基づいて、皮膚の表面からの深さ方向に沿った各部位の移動量を検出する。移動検出部 5 による各部位  
25 の移動量の検出は、周知の方法に従い、超音波エコー信号の位相変化に基づいて行われるので、具体的な説明は省略する。



ROI 配置部 6 では、皮膚の表面からの深さ方向に沿った境界位置を検出するための ROI (Region of Interest: 関心領域) 25 の、断層画像における配置が設定される。設定された ROI 25 は、移動検出部 5 に供給される。ROI 25 は、本実施の形態の目的のためには、前壁 23 a と後壁 23 b の少なくとも一方を跨ぐように設定される。

移動検出部 5 により検出された移動量は、境界位置検出部 7 に供給される。境界位置検出部 7 は、ROI 25 内を例えば 50  $\mu$ m 単位で細分化し、それぞれの部位が心拍毎に移動する様子 (軌跡) を後述のように分析して、血管 21 を構成する血管壁である後壁 23 b と、血管 21 を通って血液が流れる血液流領域 22 との間の境界位置を検出する。境界位置検出部 7 はさらに、血管 21 の断面を表す 2 次元にマッピングしたカラー表示画像を生成して画像合成部 8 へ供給する。

受信部 3 及び遅延合成部 4 を経由した超音波エコー信号は、他方で、B モード処理部 9 にも供給される。B モード処理部 9 は、超音波エコー信号に基づいて、血管 21 の断面を表す画像情報を生成して画像合成部 8 へ供給する。画像合成部 8 は、B モード処理部 9 から供給された画像情報と境界位置検出部 7 から供給された画像情報とを合成して、表示部 10 にモニタ表示する。

図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。図 2 における (a) 部は、図 1 に示した B モード画像 20 と同様の画像を示す。図 2 における (b) 部は、ECG (Electrocardiograph) 波形 27 に基づく心拍サイクルでの、皮膚の表面からの深さ方向における移動量を、時間的な変化波形 28 として示す。時間的な変化波形 28 は、(a) に示す受信エコーの走査線 26 中の ROI 25 内の各部位について示されている。29 は血液流領域 22 の各部位、30 は後壁 23 b の領域の部位の移動量の時間的な変化を示し、3

1 は境界位置を示す。このように各部位が心拍毎に移動する様子（軌跡）を分析して、血液が流れる血液流領域 2 2 と後壁 2 3 b の領域との間の境界位置を、以下のようにして検出することができる。

図 2 の（a）において、超音波パルスの進路を示す走査線 2 6 上の点 R 1 および点 R 2 に着目する。点 R 1 は、血液流領域 2 2 と後壁 2 3 b の領域との間の境界位置の近くの血液流領域 2 2 に配置されている。点 R 2 は、境界位置の近くの後壁 2 3 b のアテローム 2 4 の中に配置されている。

心拍サイクル期間における、R O I 2 5 内の R 1 点、R 2 点および周辺部位の各組織の移動状態が、図 2 の（b）に示す移動量の変化波形 2 8 のように検出される。図から明らかなように、血液流領域 2 2 の波形 2 9 と後壁 2 3 b の領域の波形 3 0 では、軌跡の移動方向が逆転するなど、異なった特徴を持つ軌跡が得られる。従って、これを分析する事で境界位置 3 1 を判別できる。例えば本実施の形態では、軌跡が逆転している中間点を境界位置 3 1 として判別する。

以上のように R O I 2 5 内の血管壁の移動量の変化を検出して、得られた検出結果を分析すれば、血液流領域と血管領域との間の境界位置を正確かつ確実に検出することができる。

また、R O I 2 5 内の血管壁の各部位の移動量の変化を検出し、得られた検出結果から、隣接する部位間の移動量の差分（厚み変化量）を分析すれば、柔らかい部位は厚み変化量が大きく、硬い部分は厚み変化量が少ない結果が得られる。これを利用して、各部位の硬さ値を検出することも可能である。血液流領域と血管領域との間の境界位置を、下記の実施の形態のように、各部位の硬さ値に基づいて検出することもできる。

25 （第 2 の実施の形態）

図 3 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を模

式的に示すブロック図である。図 1 に示した第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置と共通の構成要素については、同一の参照番号を付して説明の繰り返しを省略する。

本実施の形態においては、移動検出部 5 の検出出力が供給される硬さ  
5 値変換部 11 が設けられている。硬さ値変換部 11 は、移動検出部 5 によって検出された移動量を、上述のようにして、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値の分布に変換する。硬さ値変換部 11 の出力は、境界位置検出部 7a に供給される。

境界位置検出部 7a では、深さ方向に沿った組織の硬さ値の分布に基づいて、血管壁である前壁 23a または後壁 23b と、血液流領域 22  
10 との間の境界位置を検出する。境界位置検出部 7a はさらに、血管 21 の断面を表す 2 次元にマッピングしたカラー表示画像を生成して画像合成部 8 へ供給する。但し、図 3 には、境界位置検出部 7a と画像合成部 8 との間には、フィルタ処理部 12、平均処理部 13 及び安定判定部 1  
15 4 が介在するように記載されている。これは、後述の実施の形態を説明するための表示であり、本実施の形態においては、境界位置検出部 7a の出力が直接、画像合成部 8 に供給されてもよい。

画像合成部 8 は、B モード処理部 9 から供給された画像情報と、境界  
位置検出部 7a から供給された画像情報とを合成して表示部 10 にモニ  
20 タ表示する。

図 4 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための  
模式図である。図 4 における (a) 部は、図 3 に示した B モード画像 2  
0 と同様の画像を示す。(b) および (c) は波形図である。(b) は、  
血管 21 によって反射された超音波エコーを受信して得られた超音波エ  
25 コー信号に基づいて検出されたエコー輝度を利用して、後壁 23b と血液流領域 22 の間の境界位置を検出する場合を示す。(c) は、硬さ値変

換部 1 1 によって変換された組織の硬さ値を利用して境界位置を検出する場合を示す。

超音波パルスの進路を示す走査線 2 6 上の点 R 0、点 R 1 および点 R 2 に着目する。点 R 0 は血液流領域 2 2 内に配置されており、点 R 1 は  
5 後壁 2 3 b と血液流領域 2 2 との間の境界位置に配置されており、点 R 2 は後壁 2 3 b のアテローム 2 4 の中に配置されている。

エコー輝度と皮膚の表面からの深度との間の関係を示す図 4 の (b) の波形に示されるように、エコー輝度は、血液流領域 2 2 に対応する点 G 0 から、後壁 2 3 b と血液流領域 2 2 との間の境界位置に対応する点  
10 G 1 を経て、アテローム 2 4 の中に対応する点 G 2 まで、緩やかに変動する特性がある。また、アテローム 2 4 を構成する内容物の成分などによって、エコー輝度のむらが発生する場合もある。このため、境界位置に対応する点 G 1 を検出しようとするときに、点 G 1 から点 G 0 へ向かう方向または点 G 1 から点 G 2 へ向かう方向に誤差を生じるおそれが高い。  
15 従って、特に緻密な医療診断が必要なアテローム 2 4 を持つ血管を測定しようとしても、血管壁と血液流領域との間の境界位置を正確に検出することが困難である。

これに対して、本実施の形態のように、硬さ値変換部 1 1 によって変換された組織の硬さ値を利用すると、後壁 2 3 b と血液流領域 2 2 との  
20 間の境界位置に配置された点 R 1 に対応する点 E 1 は、エコー輝度に影響を受けることなく、図 4 の (c) の波形に示されるように、血液流領域 2 2 に配置された点 R 0 に対応する点 E 0、およびアテローム 2 4 の中に配置された点 R 2 に対応する点 E 2 よりもはるかに高いピーク値を示す。このため、血管壁と血液流領域との間の境界位置を、正確かつ確  
25 実に検出することができる。

以上のように本実施の形態によれば、皮膚の表面からの深さ方向に沿

- った組織の硬さ値の分布に基づいて、血管 2 1 を構成する血管壁と血液流領域との間の境界位置を示す点 R 1 を、境界位置検出部 7 a によって検出する。このため、被験体に存在する内膜輝度値の変化に左右されず、かつ血管内にアテロームのような局所的病変が存在する場合であっても、
- 5 血管壁と血液流領域との間の境界位置を正しく検出することができる。

- 図 5 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の他の動作を説明するための模式図である。同図に示すように、複数の走査線 3 2 によって示される複数の超音波パルスを血管 2 1 の長手方向に沿って照射し、境界位置検出部 7 a により、血管 2 1 の長手方向に沿って境界位置を検出する
- 10 こともできる。このように構成すると、R O I 2 5 内に存在する医療診断時に不要な血流成分からの組織の硬さ情報等を、2 次元的に削除した画像を生成することができる。

### (第 3 の実施の形態)

- 本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置は、図 3 に示される
- 15 ように、第 2 の実施の形態による構成に加えて、更にフィルタ処理部 1 2 を備えたものである。フィルタ処理部 1 2 は、境界位置検出部 7 a によって検出された血管 2 1 の長手方向に沿った境界位置を表すデータを、以下のようにフィルタ処理する。

- 図 6 A ~ 6 C は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。図 6 A 及び 6 B にそれぞれ示すフレーム (A) 及びフレーム (B) は、例えば心拍サイクル等の特定サイクルごとに得られた R O I 2 5 内の境界検出結果を、検出した時刻の順番に示したものである。
- 20

- 実際の診断現場では、被検体の体動および呼吸状態、ならびに超音波
- 25 プローブ 2 の固定状態等の複数の要因によって、血管壁の運動変位のトラッキング情報にノイズが混入するおそれがある。その結果、血管壁の

境界検出においても、フレーム（Ａ）のノイズ３４およびフレーム（Ｂ）のノイズ３９のようにノイズが混入する。このようなノイズの影響を最小限に抑えるために、フィルタ処理部１２は、互いに近接する複数の位置に係る境界検出位置を下記に示す（式１）および（式２）のようにフィルタ処理する。ここで、位置ｆにおける境界検出位置をＫ（ｆ）と定義する。位置ｆは、図６Ａ～６Ｃの波形上に示される各々の位置の参照番号で表わされる。

$$K(41) = \{K(33) + K(34) + K(35)\} / 3 \quad \dots (1)$$

$$K(42) = \{K(38) + K(39) + K(40)\} / 3 \quad \dots (2)$$

また、所定のサイクル前の結果と比較するために、下記の（式３）および（式４）に示すようにフィルタ処理すると、ノイズの影響を最小限に抑えた図６Ｃのフレームのような境界検出画像を生成することができる。

$$K(41) = \{K(34) + K(37)\} / 2 \quad \dots (3)$$

$$K(42) = \{K(36) + K(39)\} / 2 \quad \dots (4)$$

なお、ここでは説明を簡素化するために、近接する左右１箇所ずつの値を使用する例を示しているが、本実施の形態はこれに限定されない。例えば左右２箇所以上の値を使用してフィルタ処理をしても、同様の効果を得ることができる。

また、単純な加算平均によるフィルタ処理の例を示しているが、フィルタ処理の重み付けを変更したり、演算式を変更してもよいし、複数のフィルタ処理を複合させてもよい。さらに、境界検出前の血管壁の振幅変位運動量に対して、各種のフィルタ処理を施した後に境界検出を実施してもよい。

このように、被検体の体動、呼吸状態および超音波プローブの固定状態等の複数の要因によって、血管壁の運動変位のトラッキング情報にノ

イズが混入した場合でも、ノイズの影響を最小限に抑えた境界検出画像を生成することができる。

(第4の実施の形態)

本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置は、図3に示される  
5 ように、第2の実施の形態による構成に加えて、更に平均処理部13と安定判定部14とを備えている。平均処理部13は、境界位置検出部7aによって検出された境界位置を表すデータを、所定のサイクル以上前の境界位置を表すデータに基づいて平均処理する。安定判定部14は、平均処理部13によって平均処理されたデータに基づいて、血管壁と血  
10 液流領域との間の境界位置を検出する測定の安定度合いを判定する。

図7は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。本実施の形態は、被検体と超音波プローブとの間の位置関係が一定である状態、または被検体が呼吸を停止して安定状態を保っている状態において、理想的な測定データが得られた場合には、心拍ご  
15 との血管壁の移動軌跡（血管壁の移動量の時間的な変化波形）が近似することを利用して、血管壁と血液流領域との間の境界位置を検出するための測定状態の安定度合いを判定する。

図7における(b)～(d)の波形は、図7の(a)に示すECG波形27の心拍サイクルに同期した、各測定サイクルにおける血管壁の移動軌跡を示す。例えば、(b)に示す直前サイクルの移動軌跡43に許容誤差44aを加味した許容範囲44と、次回の測定サイクルにおける移動軌跡とを比較する。(c)に示す移動軌跡45のように、許容範囲44に常に収まっている場合には、安定して測定されたデータと判定する。

(d)に示す移動軌跡46のように、許容範囲44外となる不適箇所4  
25 7が存在する場合には、非安定測定と判定する。

このように安定して測定されたか非安定測定であるかを示す情報をリ

アルタイムに測定者に通知すると、現在の測定結果が信頼できる測定結果であるか否かを測定中に判断することができる。その結果、測定時間を短縮することができる。

- もちろん、現在のサイクルにおける測定結果と直前のサイクルにおける測定結果との差分に基づいて安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよく、直前のサイクルだけでなく過去の複数のサイクルにおいて測定した安定な移動軌跡との比較に基づいて安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよい。

- また、安定測定であるか非安定測定であるかを判定するための閾値（許容誤差 4.4 a）を変動させてもよい。さらに、境界判定には不向きなエコー輝度値から求まる、例えば擬似境界判別位置等の値について、直前のサイクルにおいて得られた値と現在のサイクルにおいて得られた値とを比較してもよい。このような複数の測定安定度合いを判定する機能を組み合わせると、測定結果の信頼性をさらに高めることができる。

- このように、被検体と超音波プローブとの間の位置関係が一定である状態、または被検体が呼吸を停止して安定状態を保っている状態において、理想的な測定データが得られた場合には心拍ごとの血管壁の移動軌跡が近似することを利用して、血管壁と血液流領域との間の境界位置を検出するための測定自体の安定度合いを判定することができる。この情報をリアルタイムに測定者に通知することによって、現在の測定結果が信頼できる情報であるか否かを測定中に判断することが可能になり、その結果、測定時間を短縮することができる。

（第 5 の実施の形態）

- 図 8 は、本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を模式的に示すブロック図である。本実施の形態は、血管壁の I M T 値の測定を可能とする。図 1 あるいは図 3 に示した実施の形態に係る超音波診



断装置と共通の構成要素については、同一の参照番号を付して説明の繰り返しを省略する。

前壁 2 3 a 及び後壁 2 3 b として示される血管壁は、血管壁の内側に形成され血液流領域 2 2 に面する内膜 5 0 と、血管壁の外側に形成された外膜 4 8 と、内膜 5 0 と外膜 4 8 との間に形成された中膜 4 9 とを有している。図 8 には、内膜 5 0 と中膜 4 9 との間に、局所的病変であるアテローム 2 4 が形成されている様子が示される。

本実施の形態における境界位置検出部 7 b は、深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、血管 2 1 の内膜 5 0 と血液流領域 2 2 との間の境界位置と、中膜 4 9 の位置とを検出する。境界位置検出部 7 b はさらに、血管 2 1 の断面を表す 2 次元にマッピングしたカラー表示画像を生成して、画像合成部 8 へ供給する。

画像合成部 8 は、B モード処理部 9 から供給された画像情報と境界位置検出部 7 b から供給された画像情報とを合成して、表示部 1 0 にモニタ表示する。

図 9 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。図 9 における (a) は、図 8 に示した B モード画像 2 0 と同様の画像を示す。(b) は、血管 2 1 によって反射された超音波エコーを受信して得られた超音波エコー信号に基づいて、硬さ値変換部 1 1 によって変換された組織の硬さ値を利用して内膜 5 0 と血液流領域 2 2 との間の境界位置を検出する場合の、硬さ値の変化波形を示す。(c) は、従来のエコー輝度を利用して境界位置を検出する場合の、エコー輝度の変化波形を示す。

ここで、超音波パルスの進路を示す走査線 2 6 上の点 R 1、点 R 2 および点 R 3 に着目する。点 R 1 は、内膜 5 0 と血液流領域 2 2 との間の境界位置に配置されている。点 R 2 は、後壁 2 3 b のアテローム 2 4 の

中に配置されている。点R 3は、中膜4 9上に配置されている。I M T値を測定するためには、測定する対象となる血管が標準的な血管壁構造を有していることを前提として、画像データにおける境界を検出するための信号における最大ピーク値と第2ピーク値とを求める必要がある。

- 5 従来のエコー輝度と皮膚の表面からの深度との間の関係を示す(c)の波形に示されるように、エコー輝度のピーク値は、後壁2 3 bと血液流領域2 2との間の境界位置に対応する点G 1においてわずかに検出することができるものの、アテローム2 4の中に対応する点G 2におけるエコー輝度との差が少ないため、中膜4 9上の位置に対応する点G 3へ  
10 向かう方向に誤差を生じるおそれが高い。このため、特に緻密な医療診断が必要なアテロームを持つ血管を測定しようとする、最大ピーク値と第2ピーク値とを正確に検出することができない。

- これに対して、本実施の形態のように、硬さ値変換部1 1によって変換された組織の硬さ値を利用すると、図9の(b)の波形に示されるよ  
15 うに、後壁2 3 bと血液流領域2 2との間の境界の点R 1に対応する点E 1は、エコー輝度に依存せずに、アテローム2 4の中に配置された点R 2に対応する点E 2における硬さ値よりもはるかに高いピーク値を示す。このため、血管壁1 0 3と血液流領域2 2との間の境界位置に対応する点E 1における最大ピーク値と、中膜4 9の位置を示す点R 3に対  
20 応する点E 3における第2ピーク値とを正確かつ確実に検出することができる。

- 以上のように本実施の形態によれば、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、血管2 1の内膜5 0と血液流領域2 2との間の境界位置と、内膜5 0と外膜4 8との間に形成された中膜4 9の  
25 位置とを、境界位置検出部7 bによって検出する。このため、被験体に存在する内膜輝度値の変化に左右されず、かつ血管内にアテローム2 4

のような局所的病変が存在する場合であっても、血管壁と血液流領域との間の境界位置、及び中膜 4 9 の位置を正しく検出することができる。

同様に、(a) に示す R 4、R 5 点に対応する E 4、E 5 点、及び G 4、G 5 点に着目することで、第 2 ピーク以深で硬さ値が減少する箇所を外  
5 膜 4 8 の位置として検出することも可能である。

図 1 0 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための波形図である。(a) は、E C G 波形 2 7 の心拍サイクルの波形を示す。

(b) ~ (d) は、1 心拍サイクル中に変動する I M T 値の態様を示される。例えば、E C G 波形 2 7 の 1 心拍サイクルに同期した、(b) の内  
10 膜 5 0 の移動量を示す軌跡 5 1 と、(c) の中膜 4 9 の移動量を示す軌跡 5 2 とを比較すると、軌跡 5 2 により示される移動量の方が、軌跡 5 1 により示される移動量よりも少ない。これは、I M T 値の範囲である内膜 5 0 から中膜 4 9 までの組織の硬さ値は低く、つまり組織は柔らかいからである。そのため、心拍による血管内における圧力の変化に伴って、  
15 軌跡 5.1 によって示される内膜 5 0 の移動量から、軌跡 5 2 によって示される中膜 4 9 の移動量を減算した (d) に示す軌跡 5 3 に示されるように、圧力が高まると I M T 値が小さくなる。

例えば R 波に対応する時刻等の心拍基準時間における最大ピーク位置と、第 2 ピーク位置とを観測することによって、1 心拍期間中における  
20 I M T 値の変化量、ならびに I M T 値の最大値、最小値および平均値も把握することができる。

#### (第 6 の実施の形態)

図 1 1 は、実施の形態 6 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 8 に示した実施の形態に係る超音波診断装置と共通の構成  
25 要素については、同一の参照番号を付して説明の繰り返しを省略する。

この超音波診断装置には、R O I 配置部 6 が設けられている。R O I 配

置部 6 は、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値を得るための R O I 2 5 を、前壁 2 3 a または後壁 2 3 b の少なくとも一方を跨ぐように配置する。図 1 1 に示す例では、R O I 2 5 は、後壁 2 3 b を跨ぐように配置されている。

- 5      このように構成された超音波診断装置の動作を説明する。R O I 配置部 6 が後壁 2 3 b を跨ぐように R O I 2 5 を配置すると、R O I 2 5 に含まれる組織に向かって超音波パルスが発信され、前述した第 5 の実施の形態と同様にして、血管 2 1 の内膜 5 0 と血液流領域 2 2 との間の境界位置と、中膜 4 9 の位置とが検出される。

10      （第 7 の実施の形態）

図 1 2 は、第 7 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 1 に示した実施の形態に係る超音波診断装置と共通の構成要素については、同一の参照番号を付して説明の繰り返しを省略する。この超音波診断装置には、I M T 算出部 1 5 が設けられている。

- 15      I M T 算出部 1 5 は、血管 2 1 の内膜 5 0 と血液流領域 2 2 との間の境界位置の 1 心拍サイクルにおける時間的变化と、中膜 4 9 の位置の時間的变化とに基づいて、内膜 5 0 から中膜 4 9 までの厚み I M T (Intima-Media Thickness) を計測する。I M T 算出部 1 5 は、1 心拍サイクルにおける I M T 値の最大値、最小値および平均値の少なくとも  
20      1 つを算出する。従って、前述した図 9 B に示す最大ピーク値を示す点 E 1 と第 2 ピーク値を示す点 E 3 との間の距離を I M T 値として検出することができる。

- 図 1 3 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の他の動作を説明するための模式図である。図 1 3 に示すように、複数の走査線 5 4 によって  
25      示される複数の超音波パルスを血管 2 1 の長手方向に沿って照射し、境界位置検出部 7 b により、血管 2 1 の長手方向に沿って R O I 2 5 内に

存在する複数の I M T 値を同時に検出するように構成することができる。  
一般的に最大の I M T 値が診断時の代表値となる場合が多いので、最大の I M T 値を測定した場所を表示部 1 0 にモニタ表示してもよい。

(第 8 の実施の形態)

- 5 図 1 4 は、第 8 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 2 に示した実施の形態に係る超音波診断装置と共通の構成要素については、同一の参照番号を付して説明の繰り返しを省略する。この超音波診断装置には、角度補正部 1 6 が設けられている。角度補正部 1 6 は、複数のポイントの皮膚の表面からの深さの差に基づいて、I M T 算出部 1 5 によって算出された I M T 値を角度補正する。

- 図 1 5 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。超音波プローブ 2 は、血管 2 1 の長手方向に沿った 3 本の走査線 5 5 A、5 5 B および 5 5 C に沿って超音波を照射する。走査線 5 5 A と走査線 5 5 C との間の水平距離を、 $dL$  で示す。走査線 5 5 A と中膜 4 9 との交点 B a と、走査線 5 5 C と中膜 4 9 との交点 B c との間の、深さ方向に沿った間隔を、差分  $dD$  で示す。走査線 5 5 B と中膜 4 9 との交点 B b の内膜 5 0 からの間隔 5 6 は、角度補正前の I M T (b) 値を表し、角度補正後の I M T (a) 値は、間隔 5 7 で示される。

- 20 複数の走査線 5 5 A、5 5 B および 5 5 C に基づいて得られた血管壁の中膜 4 9 の位置情報を利用して、I M T 値の角度補正をすることができる。例えば、交点 B b における I M T (b) 値 5 6 は、下記の (式 5) によって角度補正することができる。

$$\text{I M T (a)} = \text{I M T (b)} \times \sin [\arctan (dL / dD)]$$

25 ... (式 5)

もちろん、皮膚の表面に近い側の中膜 4 9 と走査線 5 5 A、5 5 B お

よび55Cの交点である交点Ta、交点Tbおよび交点Tcの位置情報に基づいて、角度補正の精度をさらに高めることもできる。あるいは、交点Taと交点Ba、交点Tcと交点Bc等の各中点を用いて傾きを求め、角度補正を行ってもよい。

5 (第9の実施の形態)

図16は、第9の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図14に示した実施の形態に係る超音波診断装置と共通の構成要素については、同一の参照番号を付して説明の繰り返しを省略する。この超音波診断装置には、安定度判定部17が設けられている。

- 10 安定度判定部17は、IMT算出部15によって算出されたIMT値を、所定のサイクル以上前のIMT値と比較して、IMT算出部15によって算出されたIMT値の安定度合いを判定する。

図17は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。本実施の形態は、被検体と超音波プローブとの間の位置関係が一定である状態、または被検体が呼吸を停止して安定状態を保っている状態において、理想的な測定データが得られた場合には、心拍  
15 ごとの血管壁の移動軌跡が近似することを利用して、IMT値を検出するための測定の安定度合いを判定する。

図17における(b)～(d)は、(a)に示すECG波形27の心拍  
20 サイクルに同期した、各測定サイクルにおける血管壁の移動軌跡を示す。例えば、(b)に示す直前サイクルの移動軌跡58に許容誤差59aを加味した許容範囲59と、次回の測定サイクルにおける移動軌跡とを比較する。(c)に示す移動軌跡60のように、許容範囲59に常に収まっている場合には、安定して測定されたデータと判定する。一方、(d)に示  
25 す移動軌跡61のように、許容範囲59外となる不適箇所62が存在する場合には、非安定測定と判定する。

このように安定して測定されたか非安定測定であるかを示す情報をリアルタイムに測定者に通知すると、現在の測定結果が信頼できる測定結果であるか否かを測定中に判定することができる。その結果、測定時間を短縮することができる。

- 5      あるいは、現在のサイクルにおける測定結果と直前のサイクルにおける測定結果との差分に基づいて安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよく、直前のサイクルだけでなく過去の複数のサイクルにおいて測定した安定な移動軌跡との比較に基づいて安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよい。
- 10      また、安定測定であるか非安定測定であるかを判定するための閾値（許容誤差範囲 5 9 a）を変動させてもよい。さらに、境界判定には不向きなエコー輝度値から求まる、例えば擬似境界判別位置等の値について、直前のサイクルにおいて得られた値と現在のサイクルにおいて得られた値とを比較してもよい。このような複数の測定安定度合いを判定する機能
- 15      を組み合わせると、測定結果の信頼性をさらに高めることができる。

### 産業上の利用の可能性

- 本発明によれば、血管の状態を超音波によって正しく計測することが可能な超音波診断装置を提供することができる。また、血管壁の I M T
- 20      値を超音波によって正しく計測することが可能な超音波診断装置を提供することができる。

## 請 求 の 範 囲

1. 被験体の皮膚の表面から血管に向かって少なくとも1つの超音波パルスを発信する発信手段と、
- 5 前記血管によって反射された超音波エコーを受信し電気信号に変換して、前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記超音波エコー信号を得る受信手段と、
- 前記血管を横切る方向の前記超音波エコー信号の位相を解析して、前記血管を構成する血管壁及びその近傍を含む複数部位の移動量を各々算
- 10 出する移動検出手段と、
- 算出した前記各部位の移動量の変化に基づいて、前記血管壁と前記血管の内腔の血液が流れる血液流領域との間の境界位置を検出する境界検出手段とを具備する超音波診断装置。
- 15 2. 前記境界検出手段により前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記境界位置を検出する対象とするROI（関心領域：Region of Interest）の配置を設定するROI配置手段をさらに具備し、
- 前記ROI配置手段は、前記ROIを、前記血管壁における前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一
- 20 方を跨ぐように配置する請求項1に記載の超音波診断装置。
3. 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の超音波パルスを発信し、前記境界位置検出手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の前記境界位置を検出する請求項1または2に記載の超音波診断装置。
- 25



4. 前記境界位置検出手段によって検出された前記血管の長手方向に沿った前記境界位置を表すデータをフィルタ処理するフィルタ処理手段をさらに具備する請求項 3 に記載の超音波診断装置。
- 5 5. 前記境界位置検出手段によって検出された前記血管の長手方向に沿った前記境界位置に基づいて、前記血管の長手方向に沿った断面の画像を表示する表示手段をさらに具備する請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。
- 10 6. 前記境界位置検出手段によって検出された前記境界位置を表すデータを、所定の測定サイクル以上前の境界位置を表すデータに基づいて平均処理する平均処理手段をさらに具備する請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。
- 15 7. 前記所定のサイクルは、前記血管を流れる血流の心拍サイクルを含んでいる請求項 6 に記載の超音波診断装置。
8. 前記移動検出手段によって検出された前記血管壁の移動量を表すデータを、所定の測定サイクル以上前の前記移動量を表すデータに基づいて平均処理する平均処理手段をさらに具備する請求項 1 ～ 7 のいずれ  
20 か 1 項に記載の超音波診断装置。
9. 被験体の皮膚の表面から血管に向かって少なくとも 1 つの超音波パルスを発信する発信手段と、
- 25 前記血管によって反射された超音波エコーを受信し電気信号に変換して、前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記超音波エコー信号を得

る受信手段と、

前記血管を横切る方向の前記超音波エコー信号の位相を解析して、前記血管を構成する血管壁及びその近傍の複数部位の移動量を各々算出する移動検出手段と、

- 5      算出した前記各部位の移動量の変化に基づいて、前記血管の内膜と前記血管の内腔の血液が流れる血液流領域との間の境界位置、及び前記血管の中膜の位置を検出する境界検出手段とを具備する超音波診断装置。

- 10      10.      前記境界検出手段による前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った、前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置及び前記中膜の位置を検出する対象とするROIの配置を設定するROI配置手段をさらに具備し、

- 15      前記ROI配置手段は、前記ROIを、前記血管壁における前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する請求項9に記載の超音波診断装置。

- 20      11.      前記境界位置及び前記中膜の位置に基づいて、前記内膜から中膜までの厚みを計測する算出手段をさらに具備する請求項9または10に記載の超音波診断装置。

12.      前記算出手段は、1心拍サイクルにおける前記境界位置の時間的变化及び前記中膜の位置の時間的变化に基づいて、前記内膜から中膜までの厚みを計測する請求項11に記載の超音波診断装置。

- 25      13.      前記算出手段は、1心拍サイクルにおける前記厚みの最大値、最小値および平均値の少なくとも1つを算出する請求項12に記載の超

音波診断装置。

1 4. 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の前記超音波パルスをそれぞれ発信し、前記算出手段は、前記  
5 複数の部位における前記厚みをそれぞれ計測する請求項 1 1 ～ 1 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

1 5. 前記複数の部位において計測された前記厚みのうち最大の前記厚みが計測された部位を表示する表示手段をさらに具備する請求項 1 1  
10 ～ 1 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

1 6. 前記複数の部位における前記中膜の前記皮膚の表面からの深さの差に基づいて、前記算出手段によって算出された前記厚みの測定方向が前記血管壁に直交する方向となす角度に対応する前記厚みの値の角度  
15 補正を行う角度補正手段をさらに具備する請求項 9 ～ 1 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

1 7. 前記算出手段によって算出された前記厚みを、所定のサイクル以上前の厚みと比較して、前記算出手段によって算出された前記厚みの  
20 安定度合いを判定する安定度合い判定手段をさらに具備する請求項 9 ～ 1 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

1 8. 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の前記超音波パルスをそれぞれ発信し、前記算出手段は、前記  
25 複数の部位において前記厚みをそれぞれ計測し、前記複数の部位において計測された前記厚みを互いに比較して、前記算出手段によって算出さ

れた前記厚みの安定度合いを判定する安定度合い判定手段をさらに具備する請求項 9 ～ 16 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

19. 前記算出手段によって算出された前記厚みの値をモニタ表示する手段をさらに具備する請求項 11 ～ 18 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

20. 前記境界検出手段によって検出された前記境界位置及び前記中膜の位置をモニタ表示する手段をさらに具備する請求項 9 ～ 19 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

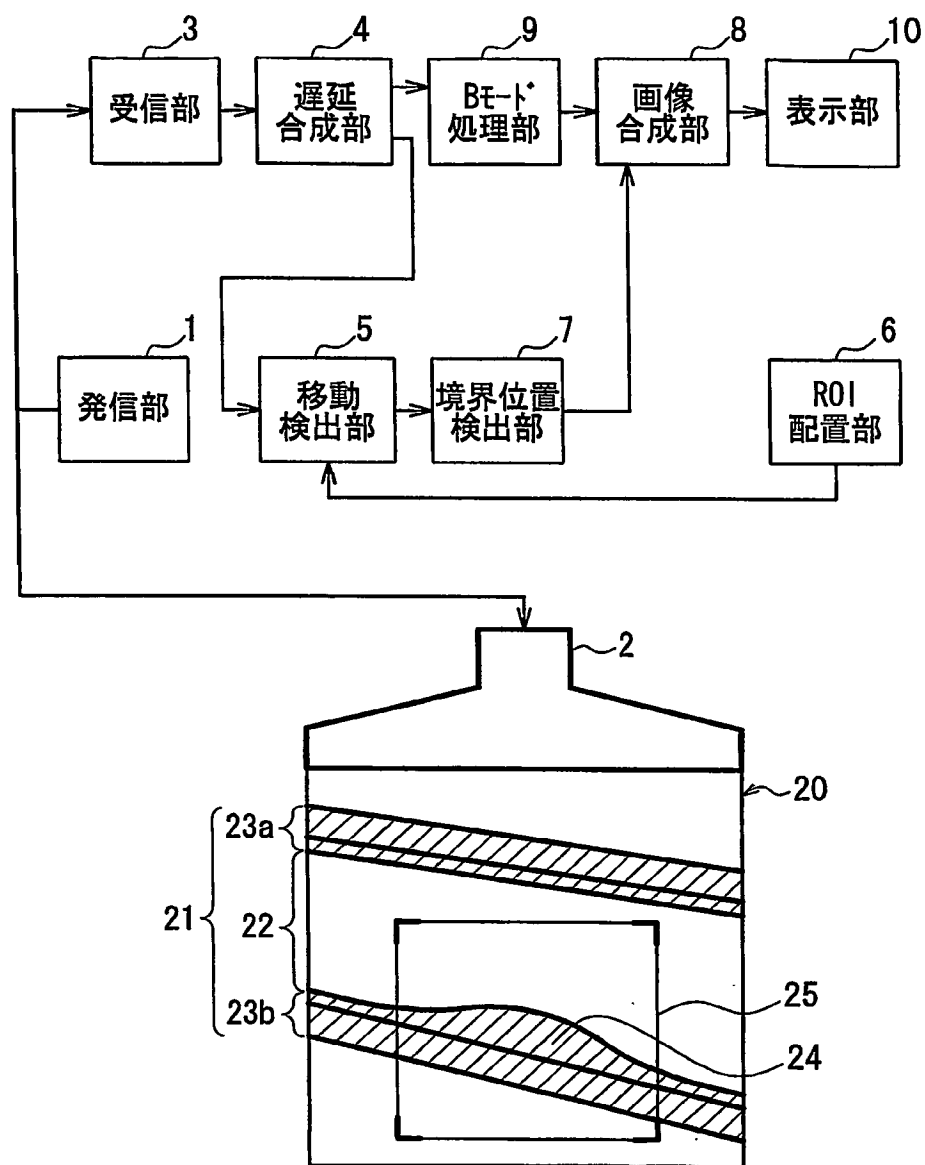


FIG. 1

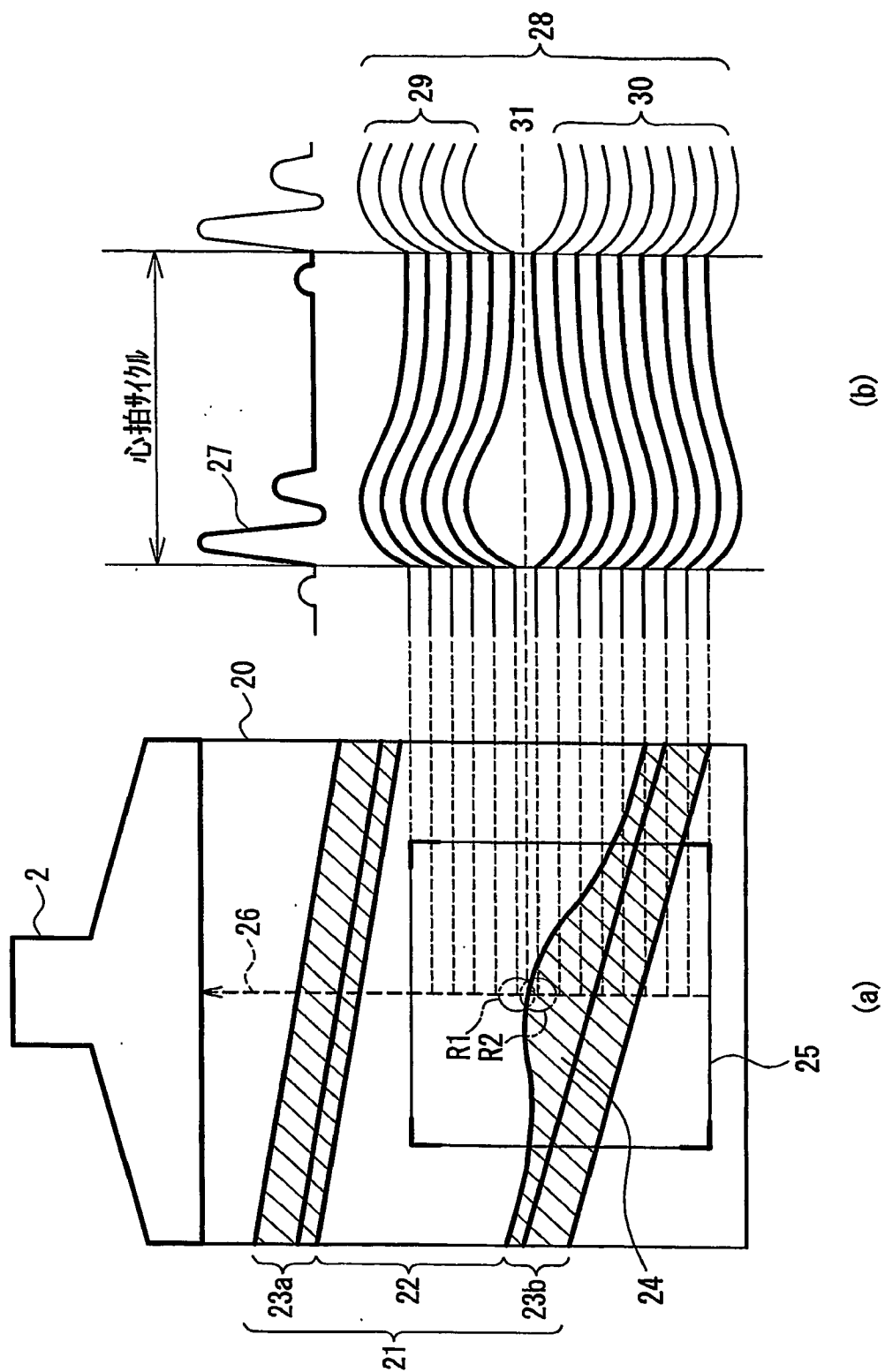


FIG. 2

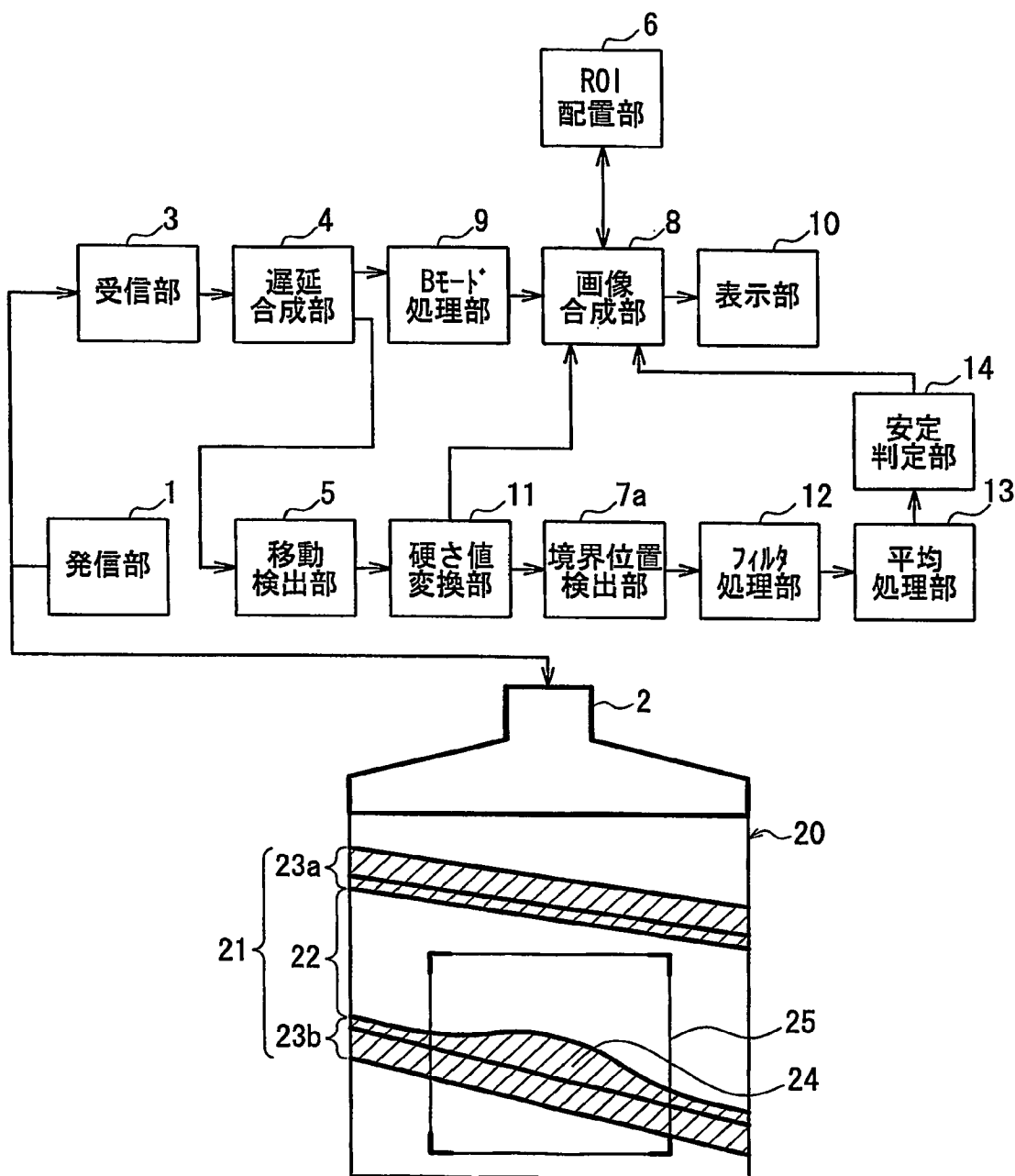


FIG. 3

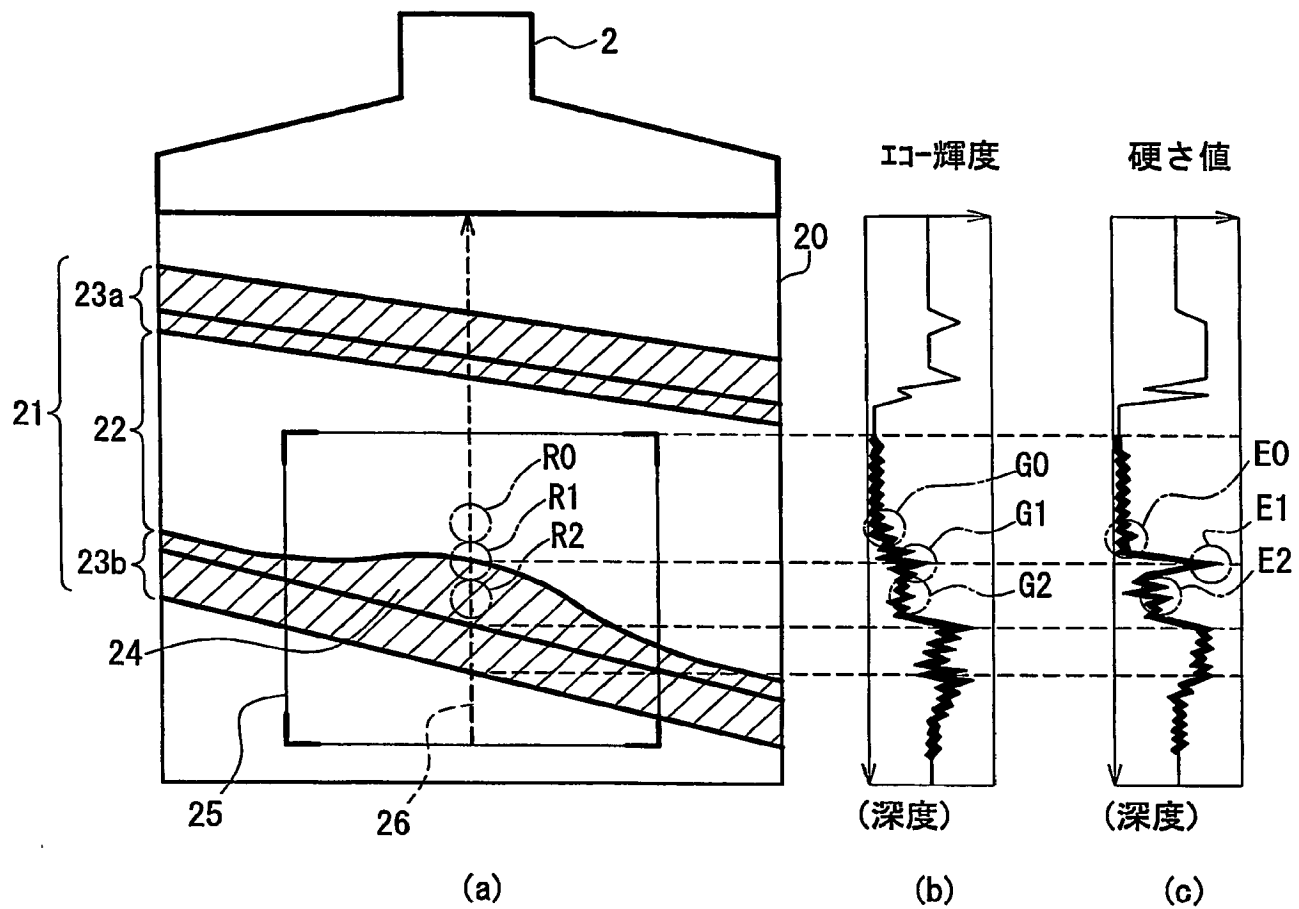


FIG. 4



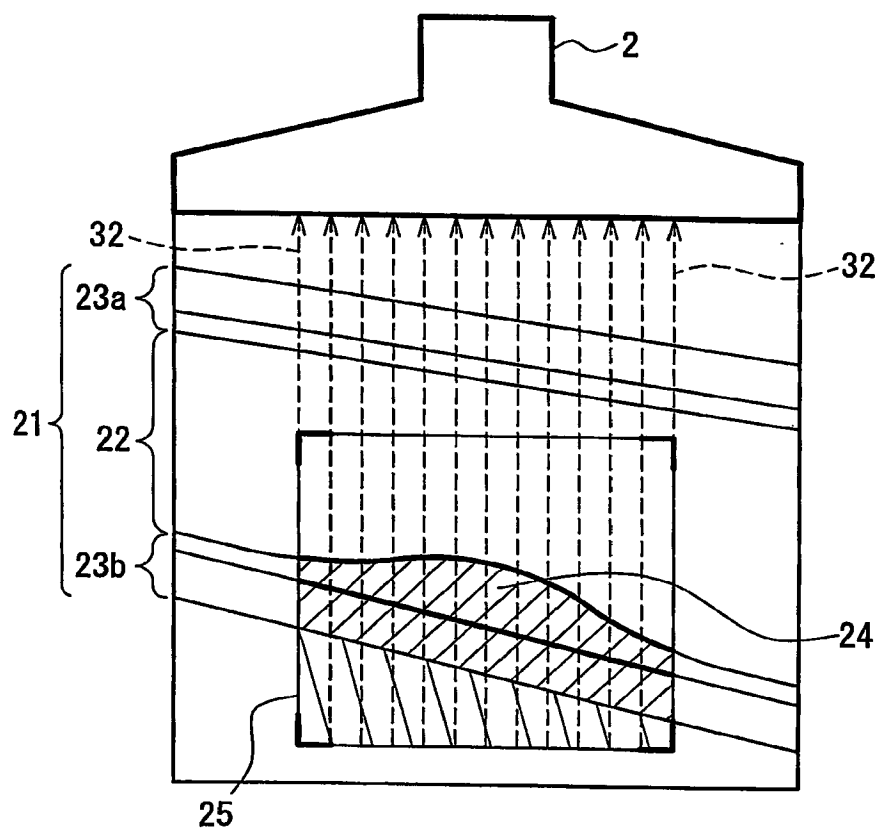
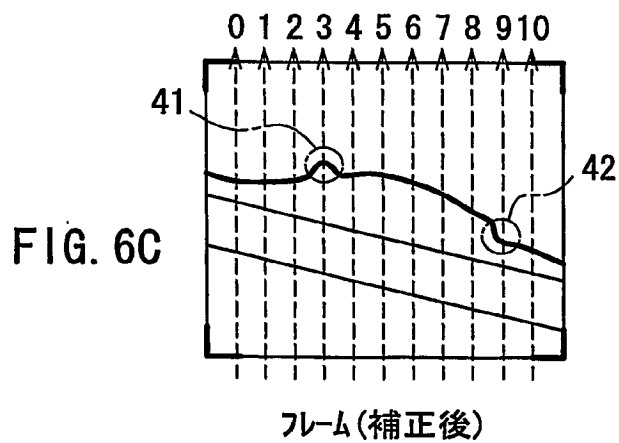
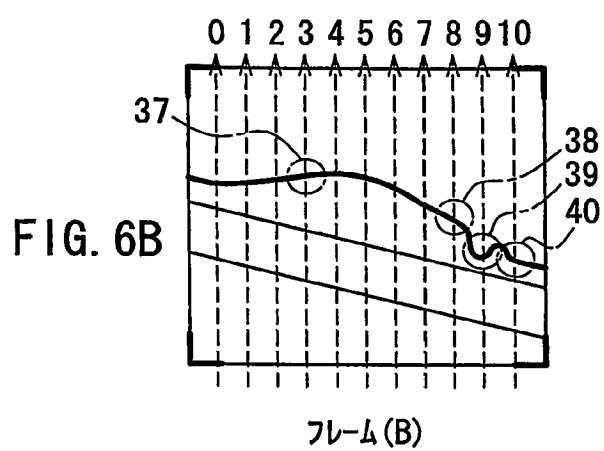
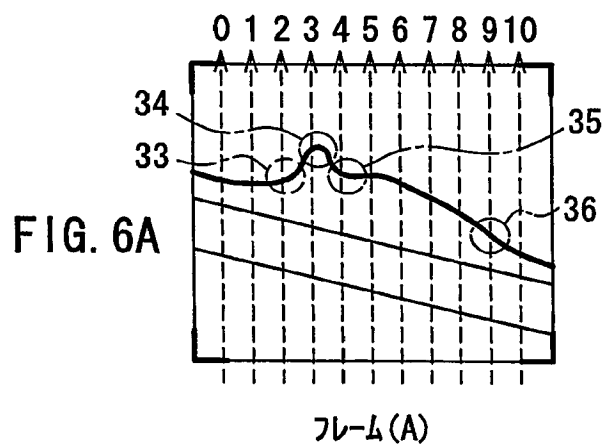


FIG. 5



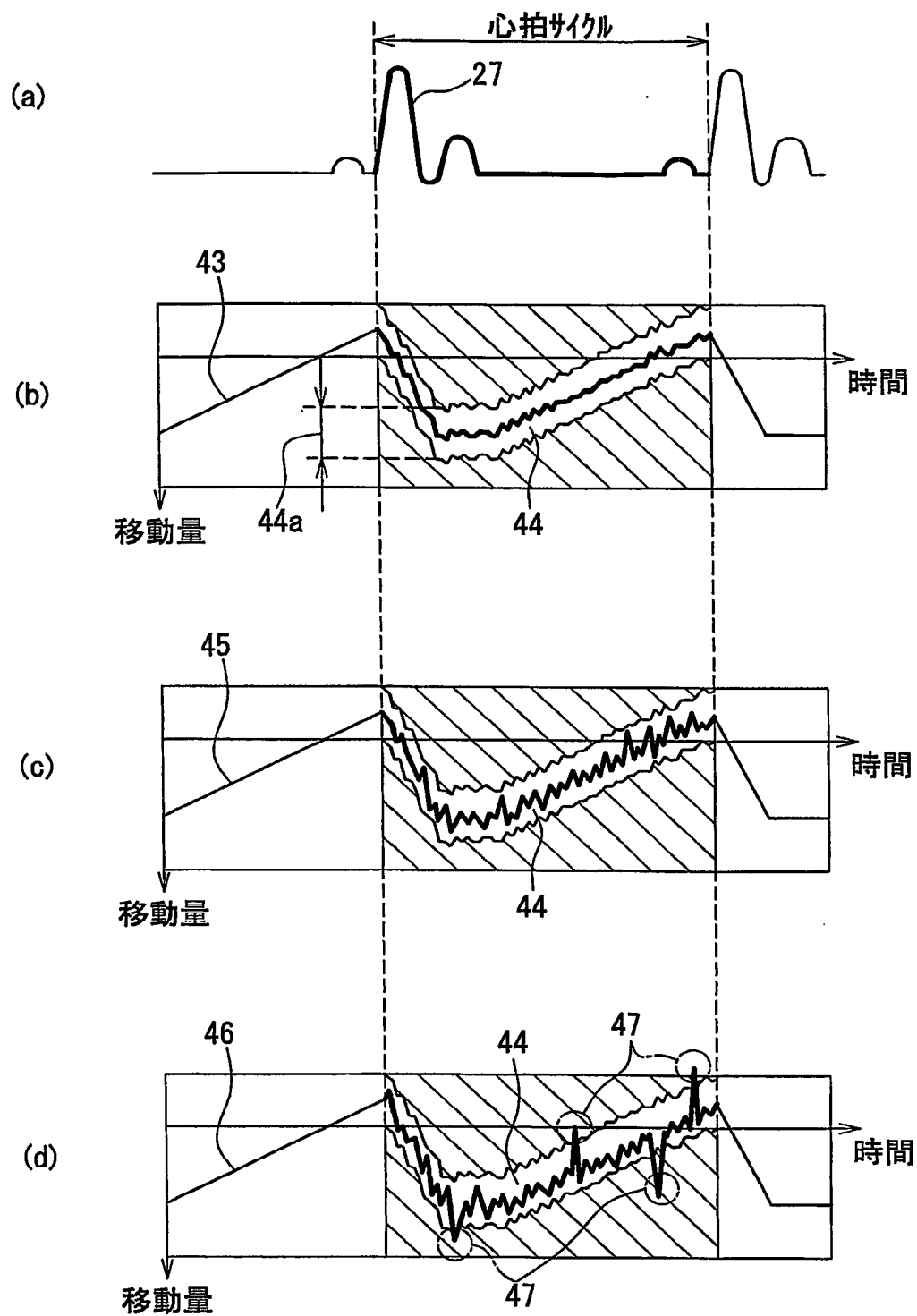


FIG. 7

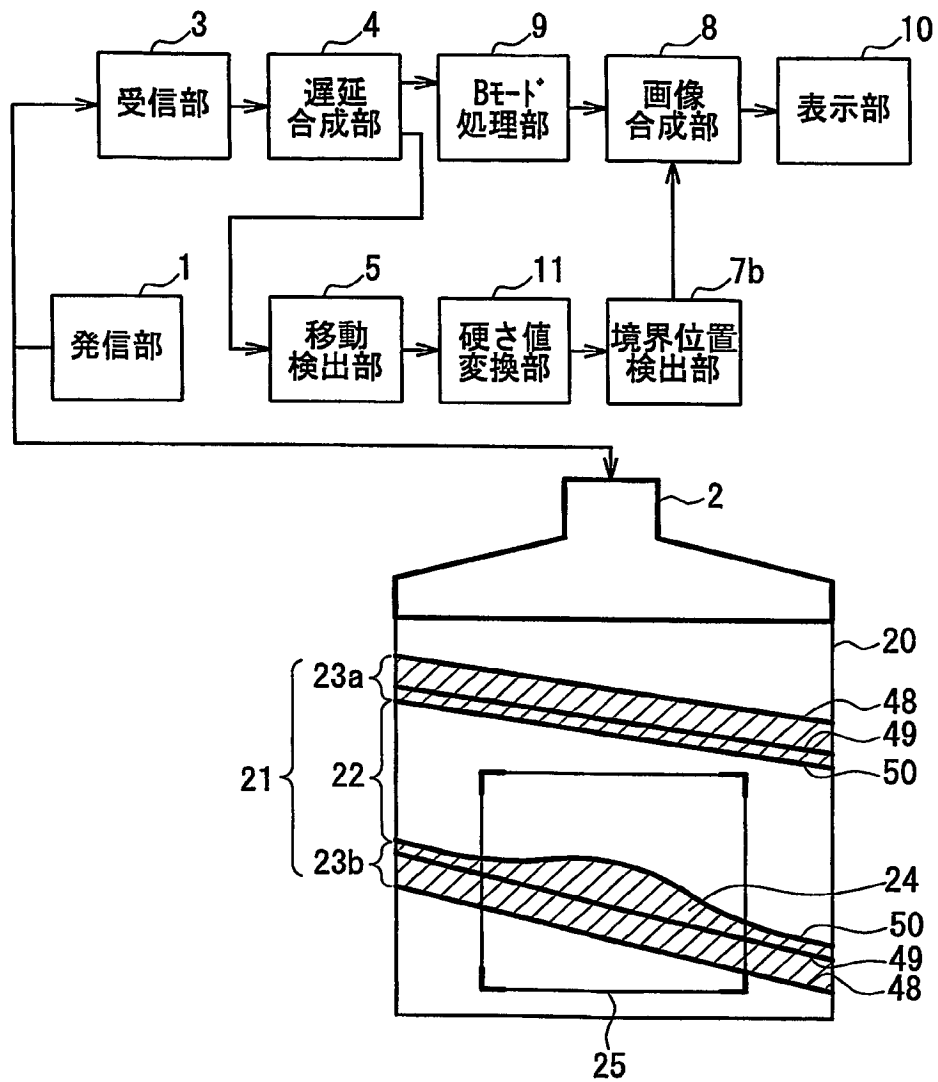
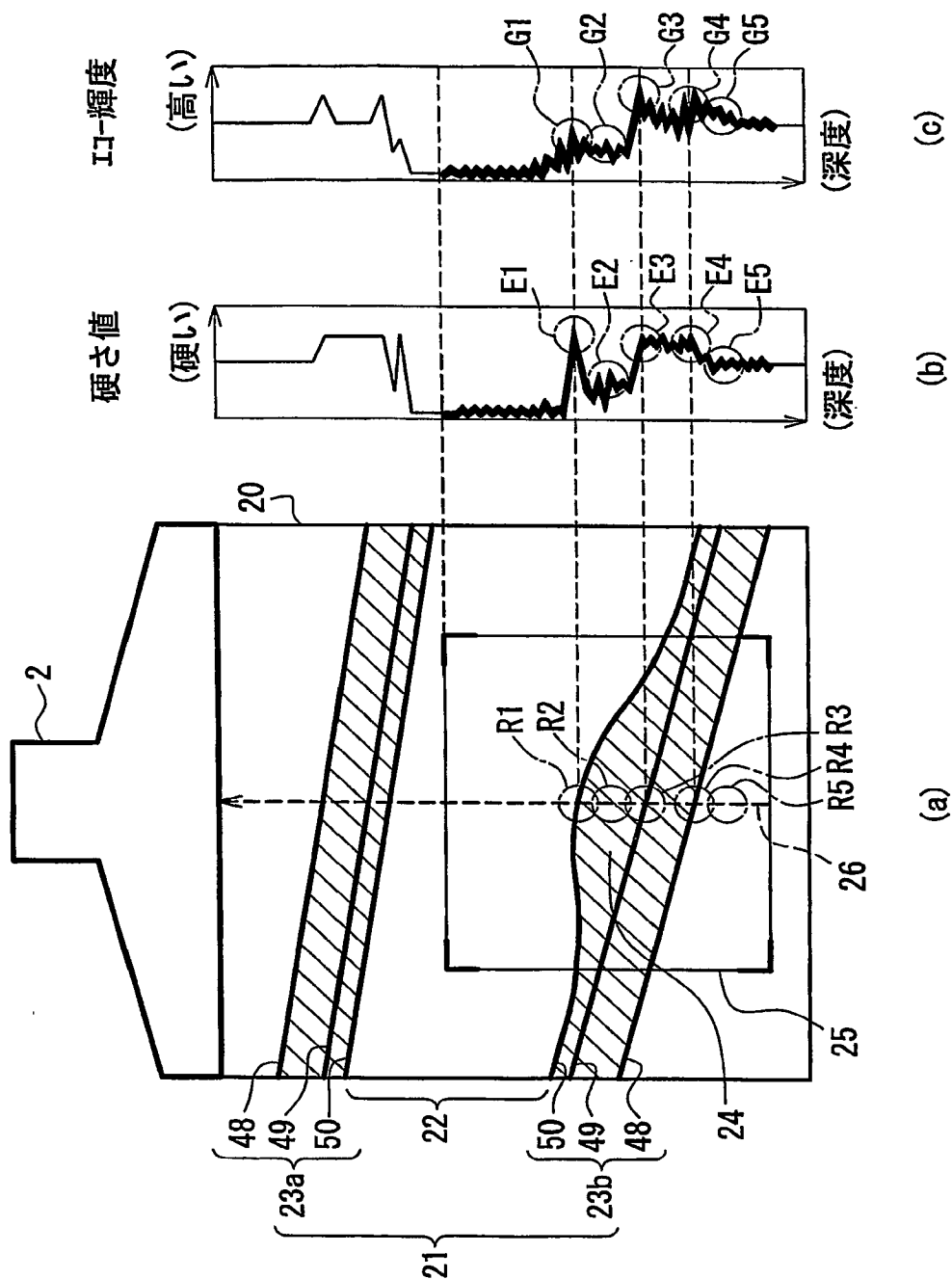


FIG. 8



**FIG. 9**

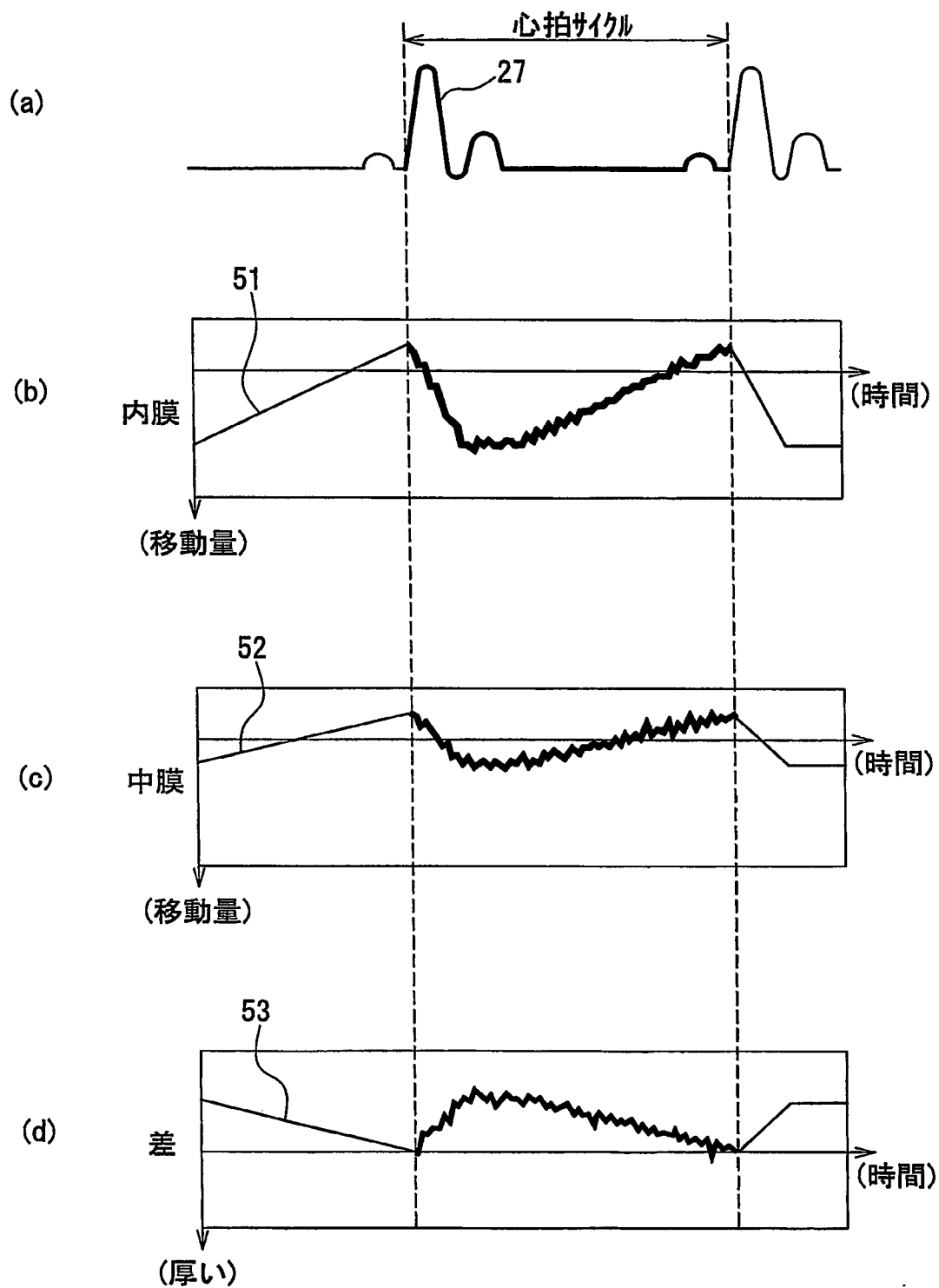


FIG. 10

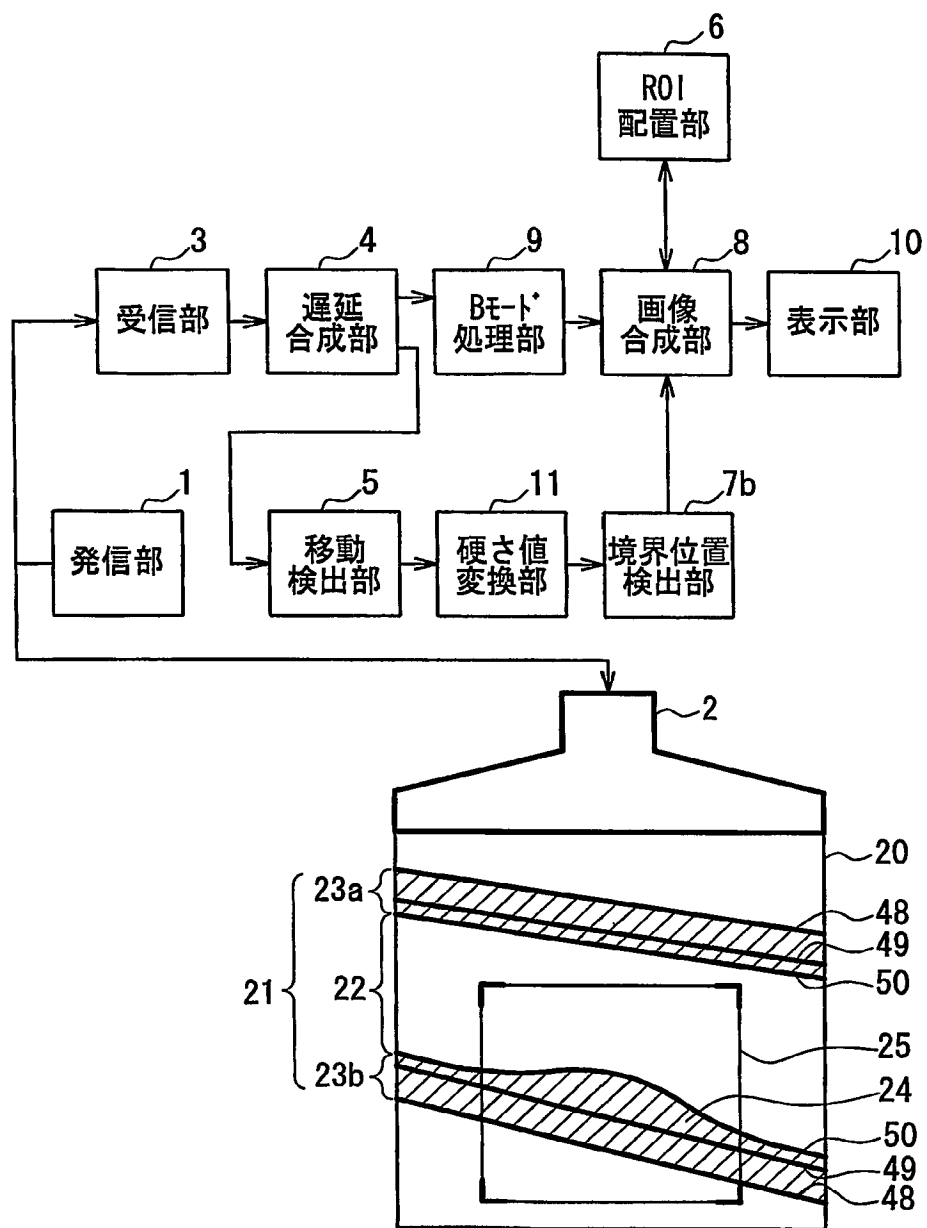


FIG. 11

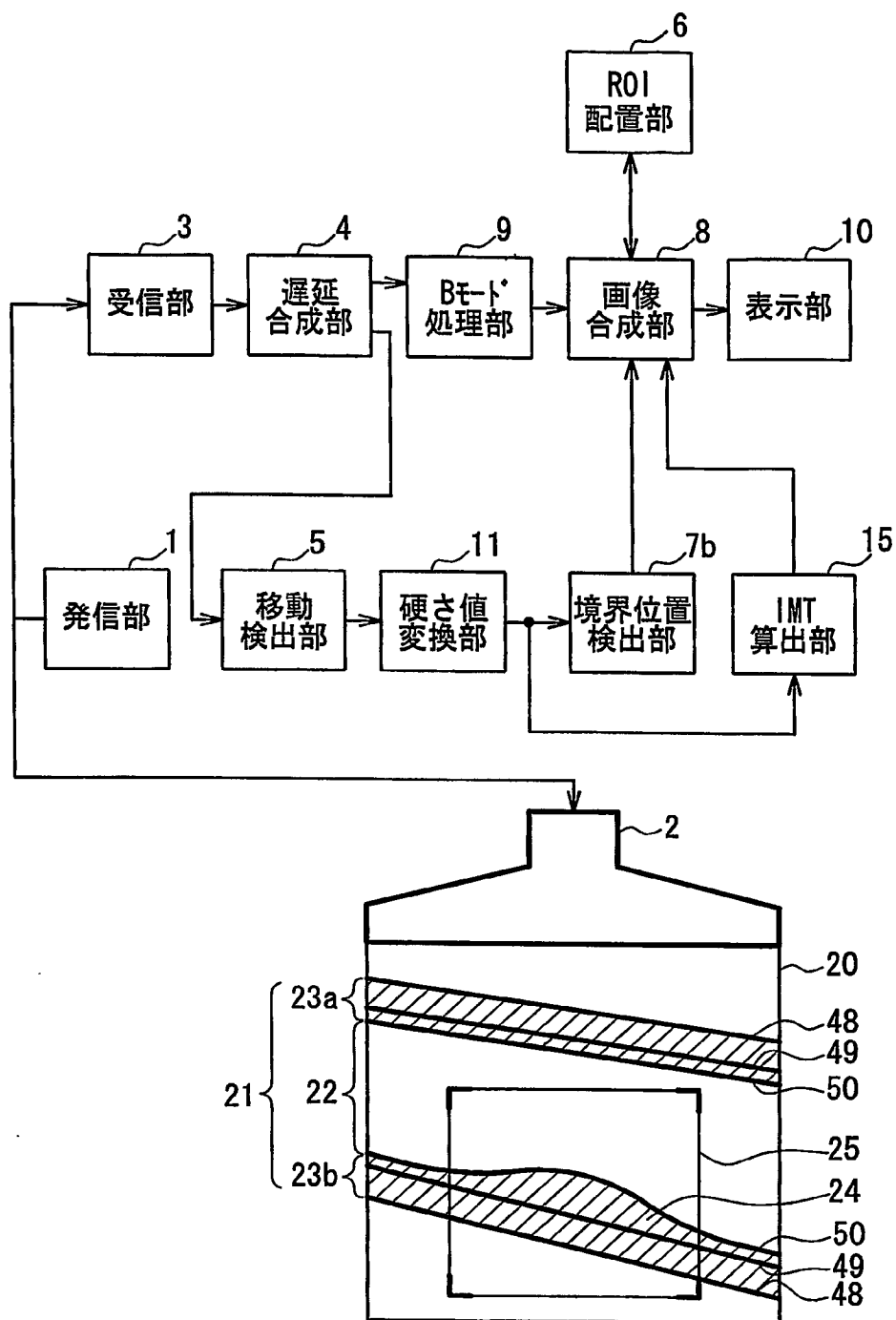


FIG. 12



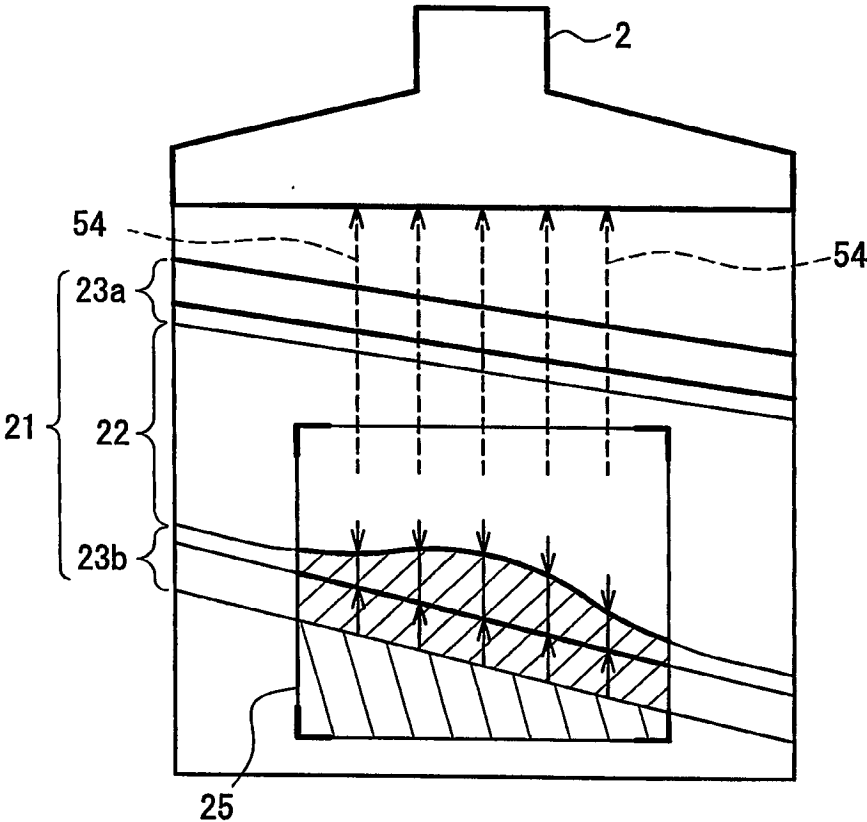


FIG. 13

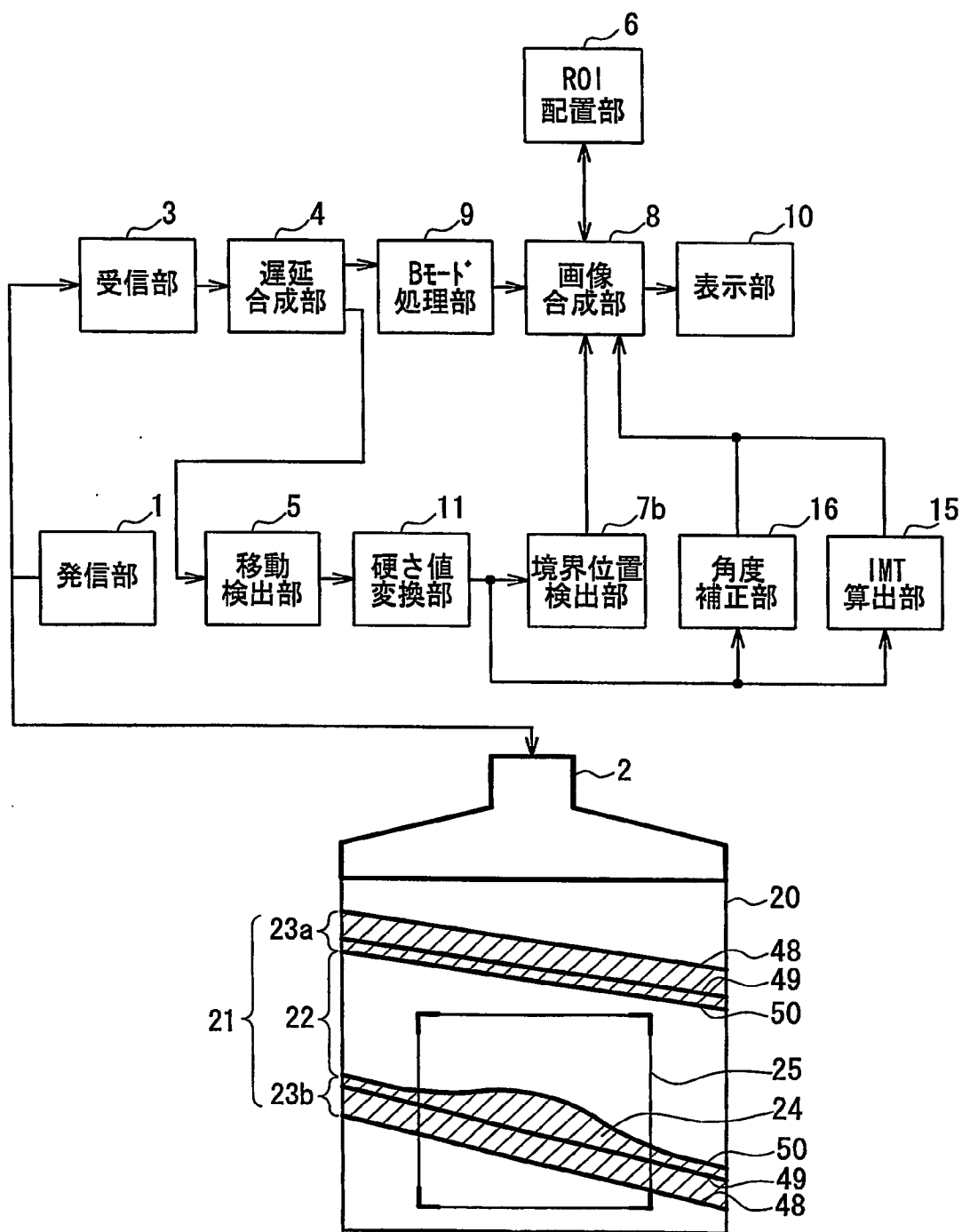


FIG. 14

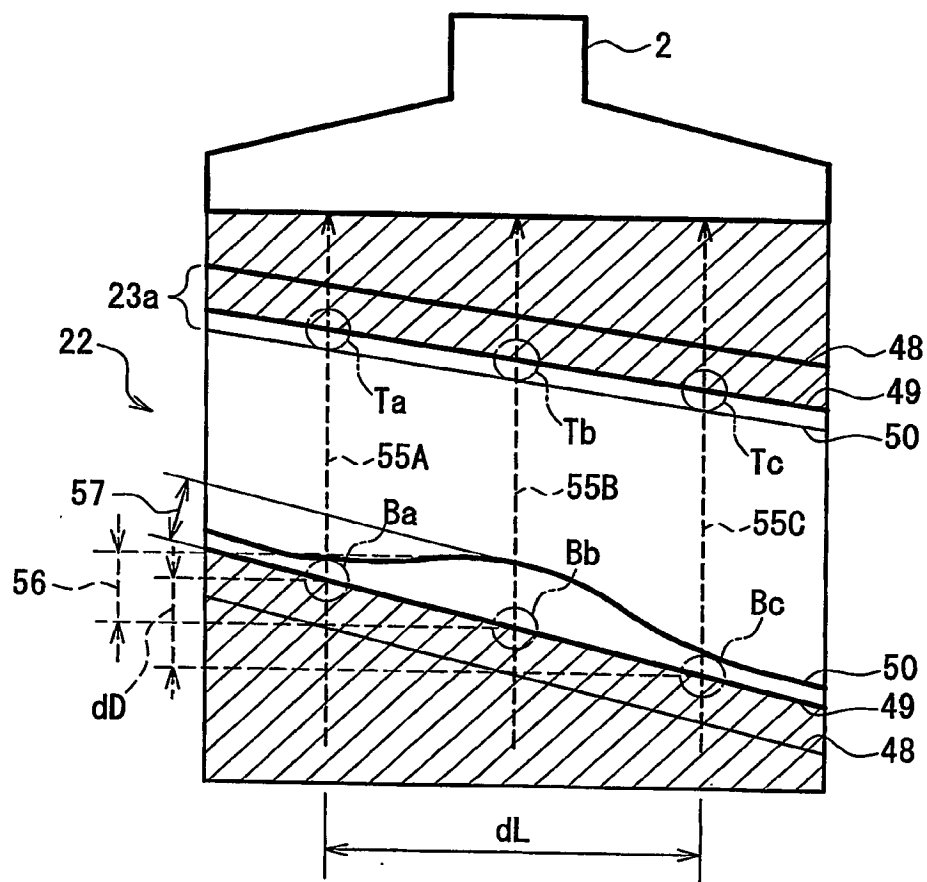


FIG. 15

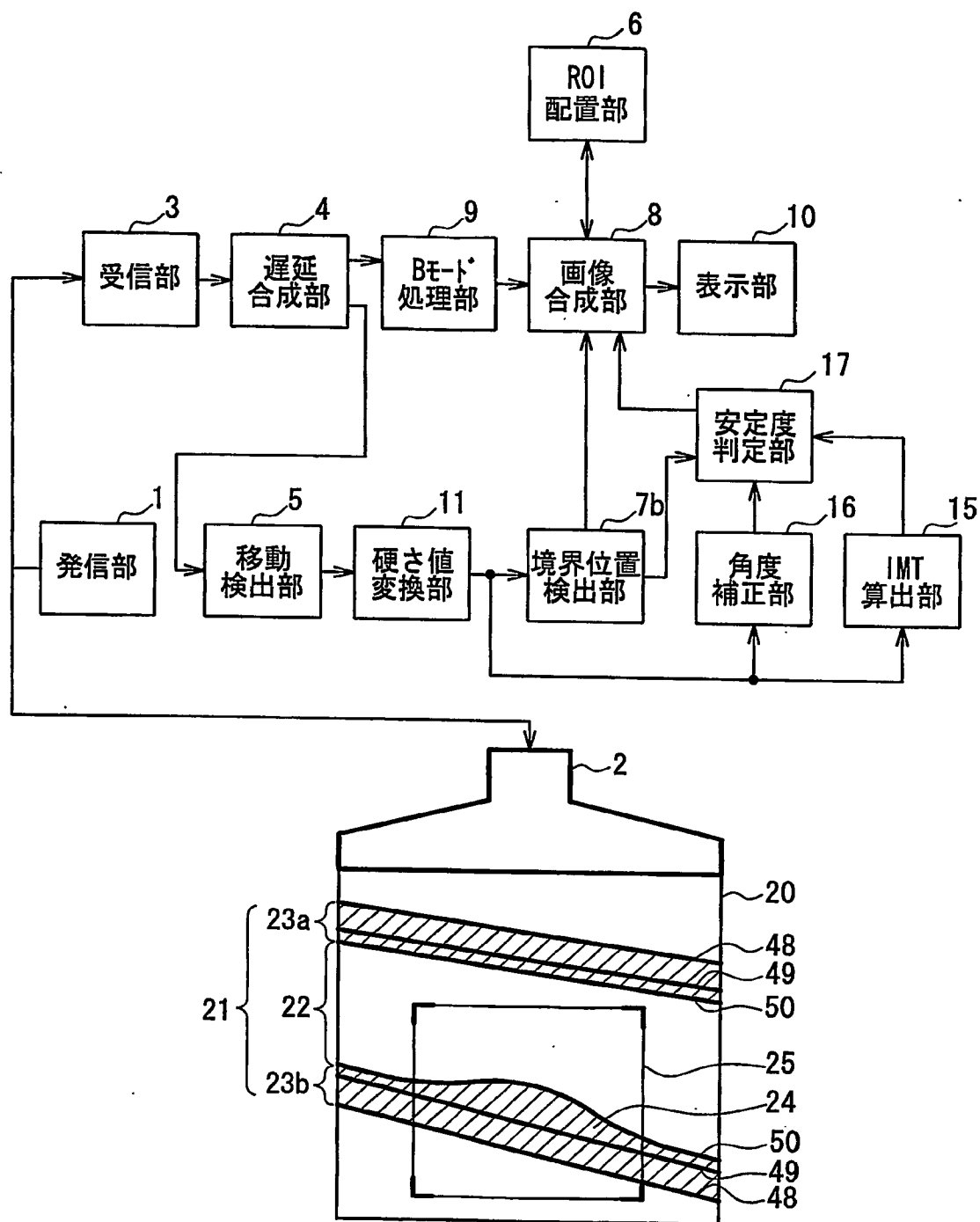


FIG. 16

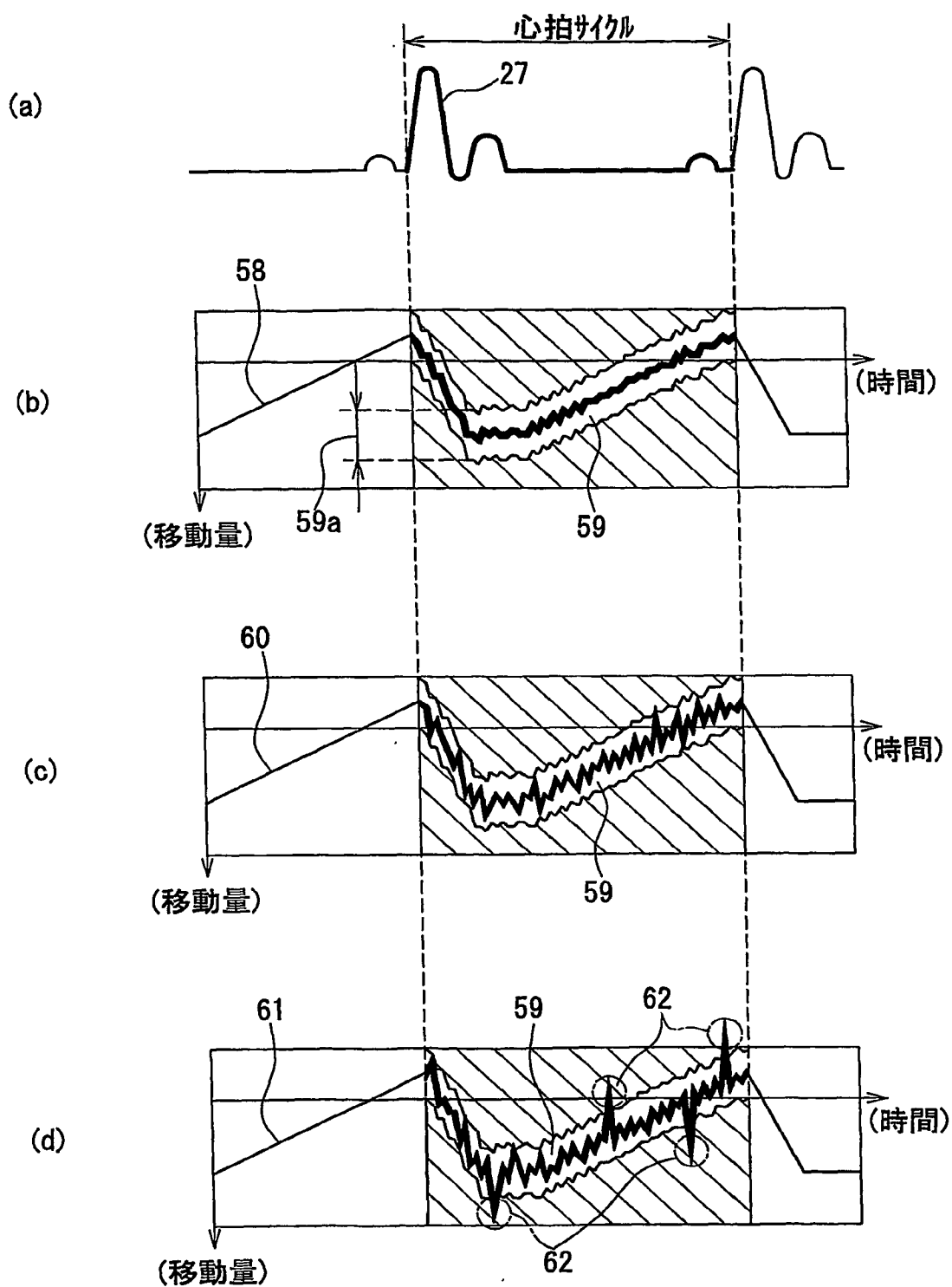


FIG. 17